

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/DE05/000184

International filing date: 04 February 2005 (04.02.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE
Number: 10 2004 008 057.7
Filing date: 14 February 2004 (14.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 02 September 2005 (02.09.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 10 2004 008 057:7

Anmeldetag: 14. Februar 2004

Anmelder/Inhaber: Dipl.-Ing. Peter Ganshorn,
97702 Münnerstadt/DE

Bezeichnung: Gerät zur oszillometrischen Analyse der
Atemwegimpedanz

IPC: A 61 B 5/085

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 22. August 2005
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag


Werner



Gerät zur oszillometrischen Analyse der Atemwegimpedanz

Die Erfindung betrifft ein Gerät zur Bestimmung der Atemwegs-
impedanz (Z_{aw}) durch Messung des Wechseldrucks (dp) am Mund eines
Patienten nach Erzeugung eines oszillierenden Luftdrucksignals, be-
stehend aus einem Mundstück, einem elektroakustischen Wandler
mit einem mechanischen Schwingungssystem zur Erzeugung des
oszillierenden Luftdrucksignals, einem Verbindungsschlauch vom
elektroakustischen Wandler zum Mundstück, einem Referenzwider-
stand zur Bestimmung der Referenzimpedanz (Z_{ref}), und einer Re-
cheneinrichtung zur Berechnung der Atemwegsimpedanz (Z_{aw}) aus
der Referenzimpedanz (Z_{ref}) des Referenzwiderstandes und der Ge-
samtimpedanz (Z_{ges}) sowie dem Gesamtphasenwinkel (ϕ).

Die Leistungsfähigkeit einer Lunge wird bestimmt durch die Effekti-
vität beim Gasaustausch, d.h. bei der Abgabe von Sauerstoff an das
Blut bzw. der Aufnahme von Kohlendioxid aus dem Blut. Beide Vor-
gänge sind von einer Vielzahl von Parametern abhängig, wie z.B.
dem Lungenvolumen, der Verteilung der Atemluft innerhalb der Lun-
ge, der Oberflächengröße der alveolokapillaren Membranen, deren
Stärke und Diffusionseigenschaften, oder der Ventilation. In all die-
sen Parametern können, bei einer Abweichung der Parameter von
der Norm, auch Ursachen für Störungen der Lungentätigkeit begrün-
det sein.

Von besonderem medizinischen Interesse ist jedoch der Widerstand
der Atemwege. Ein erhöhter Atemwegs- Widerstand ist einer der we-
sentlichen Indices für eine abnormale Funktion der Lunge, wie
Asthmatiker und Allergiker beispielhaft belagern. Mit der Bestim-

5 mung der „Atemwegsimpedanz“ hat der Arzt einen, wenn nicht „den“ Basisparameter der Lungenfunktion. Alle bekannten Verfahren zur Bestimmung des Atemwegswiderstandes, wie Bodyplethysmographie, Fluß/Volumen Bestimmung, Verschlussdruck Resistance u.a.m. sind indirekte Meßmethoden, die eine nicht unerhebliche Kooperation des Patienten erfordern. Alleine die Bestimmung des Atemwegswiderstandes mit Hilfe der oszillatorischen Methode erlaubt eine direkte Messung des Atemwegswiderstandes ohne Mitarbeit des Patienten.

10 Der Begriff der Impedanz ist aus der Elektrizitätslehre bekannt und bezeichnet den Stromwiderstand in einem Wechselstromkreis (Wechselstromwiderstand). In einer elektrischen Schaltung mit zwei Polen, an denen ein Wechselstrom anliegt, ist der Wechselstrom gegenüber der anliegenden Spannung um einen bestimmten Phasenwinkel verschoben. Die physikalische exakte Beschreibung der Phasenverschiebung ist mit Hilfe komplexer Zahlen möglich. Für eine
15 komplexe Zahl z gilt in der algebraischen Darstellung $z = x + iy$, in der exponentiellen Darstellung gilt $z = r e^{i\varphi}$ und in der trigonometrischen Darstellung gilt $z = r (\cos \varphi + i \sin \varphi)$. Eine komplexe Zahl wird durch den Betrag $r = |Z|$ und den Phasenwinkel φ bestimmt. Im Fall der respiratorische Impedanz Z_{res} , die als Widerstand eine komplexe Größe darstellt und auch als Gesamtimpedanz (Z_{aw}) bezeichnet wird, haben Modellversuche gezeigt, dass Z_{res} durch diese beiden Größen
20 auch physikalisch ausreichend definiert ist.

25 Die Widerstände des Atemtrakts können in Analogie zu den Widerständen eines elektrischen Schaltkreises bezeichnet werden. Der reelle Widerstand der Atmung ist immer positiv und wird durch die Reibungsverluste in Gas und Gewebe verursacht. Der reelle Atemwiderstand wird auch als Resistance (Strömungswiderstand) be-

30

zeichnet und entspricht dem Realteil (x) des komplexen Atemwiderstandes. Trachea und die Bronchien wirken wegen der Massenträgheit des darin enthaltenen Gases als induktive Widerstände. Aufgrund der Kompressibilität der Luft, sowie aufgrund der Gewebeelastizität tritt auch eine kapazitive Widerstandskomponente auf. Die Summe (im Sinne eine vektoriellen Addition) aus den induktiven und den kapazitiven Widerständen ist der Blindwiderstand, der auch als Reaktance bezeichnet wird und den ImaginärRealteil (y) des komplexen Widerstandes ausmacht. Die Resistance sowie die Reactance wird in $[kPa/(l/s)]$ angegeben. Die Bezeichnung Resistance oscillation (R_{os}) entspricht der respiratorische Impedanz Z_{res} bei einer Oszillationsfrequenz.

Da die zur Analyse komplexer Zahlen erforderlichen Rechenvorrichtungen erst später zur Serienreife gelangten bezog sich die Auswertung der im Rahmen der oszillatorischen Widerstandsmessung ermittelten Daten zunächst nur auf die Bestimmung des Atemwiderstandes als reale Größe (DE 1960 640), die auch als oszillatorische Resistance (R_{os}) bezeichnet wird.

Aus dem Stand der Technik sind verschiedene Methoden zur oszillatorischen Bestimmung des Atemwegwiderstandes bekannt. Dabei werden dem Atemtrakt des Patienten über den Mund bei offener oder geschlossener Nase Oszillationen von 4 bis zu 50 Hz aufgezungen.

Das Gerät „SIREGNOST FD5“ der Firma Siemens lagert der menschlichen Atemfrequenz von 0,2 bis 0,3 Hz einen höher frequenten Oszillationsstrom von ca. 10 Hz auf. Der aufgelagerte Oszillationsstrom von 10 Hz wird durch eine ventillose Membranpumpe mit einem definierten Hubvolumen erzeugt. Ein zusätzlich am Mund-

stück angeschlossener Plastikschauch mit bekanntem Radius und bekannter Länge wird dabei parallel zum Atemtrakt des Patienten oszilliert. Der Schlauch dient als Referenzwiderstand im Sinne einer Impedanz, die durch die Induktivität der oszillierenden Luftsäule verursacht wird. Über diesen Referenz-Schlauch kann der Patient ungehindert atmen, wobei das Volumen des Schlauchs den Totraum nur unwesentlich vergrößert. Der oszillierende Volumenstrom erzeugt im Mund einen Wechseldruck (dp), der durch ein Mikrofon aufgenommen wird. Der Wechseldruck weist gegenüber dem vom Generator des Luftdrucksignals ausgehenden Volumenstrom eine Phasenverschiebung auf (ϕ). Nach Filterung, Gleichrichtung und Glättung des analogen Spannungssignals wird die Resistance am Instrument angezeigt.

Die Berechnung des am Zeigerinstrument ablesbaren Wertes erfolgt durch eine Recheneinrichtung, die geeignet ist, die Atemwegimpedanz (Z_{aw}) aus der Referenzimpedanz (Z_{ref}) und der Gesamtimpedanz (Z_{ges}) sowie dem Gesamtphasenwinkel (ϕ) zu errechnen. Für den Zusammenhang zwischen der Gesamtimpedanz (Z_{ges}) und Atemwegimpedanz (Z_{aw}) sowie der Referenzimpedanz (Z_{ref}) gilt $1/Z_{ges} = 1/Z_{aw} + 1/Z_{ref}$, wenn Z_{aw} und parallel Z_{ref} geschaltet sind. Durch Anwendung der Rechenvorschriften für komplexe Zahlen kann der Realteil und der Imaginärteil der Atemwegimpedanz (Z_{aw}) bestimmt werden. Die Referenzimpedanz (Z_{ref}) ist durch den Referenz-Luftschlauch vorgegeben, während die Gesamtimpedanz (Z_{ges}) durch einen Druckaufnehmer gemessen wird, wobei zu bedenken ist, dass der Volumenstrom dV/dt konstant bleibt. Aufgrund dieser Konstanz kann der gemessene Wechseldruck am Mund als Maß für die Gesamtimpedanz (Z_{ges}) gesehen werden. Die Recheneinrichtung berechnet die Atemwegimpedanz (Z_{aw}) sowie den Realteil der Atemwegimpedanz (Z_{aw}) und den Atemtraktphasenwinkel aus der vorgege-

benen Referenzimpedanz (Z_{ref}) und dem vorgegebenen Referenzphasenwinkel sowie dem gemessenen Wechseldruck am Mund als Maß für die Gesamtimpedanz (Z_{ges}) und den gemessenen Gesamtphasenwinkel.

5

Aus dem Stand der Technik ist außerdem die Impuls-Oszillometrie (IOS) bekannt, bei der ein elektrischer Rechteck-Impuls durch die mechanischen Eigenschaften des nachgeschalteten Lautsprechers in ein Gemisch der gewünschten Frequenzen umgewandelt wird. Ein nach dem Prinzip der Impuls-Oszillometrie arbeitendes Lungenfunktionsprüfungsgerät besteht aus einem Lautsprecher zum Erzeugen der Testimpulse, einem T-förmigen Verbindungsstück, in dem die Modulation des Atemstroms durch das Testsignal erfolgt. Eine vom Lautsprecher wegführende Öffnungen der T-Verbindung weist einen zur Umgebungsluft definierten Widerstand auf, über den der Patient frei atmen kann. Die andere vom Lautsprecher wegführende Öffnung des T-Stücks ist mit einem Pneumatograph, in den ein Drucksensor integriert ist, verbunden. Während der Drucksensor die Messung des Munddrucks (p) erlaubt wird durch den Pneumatographen der Volumenstrom (V') gemessen. Die Messergebnisse werden als elektrische Signale ausgelesen. Der Druck-Flow-Quotient ist die zu bestimmende thorako-pulmonale Impedanz des Patienten. Zum Kalibrieren des Messkopfs wird am Ausgang des Drucksensors, der dem Pneumatographen nachgeschaltet ist, die Referenzimpedanz (Z_{ref}) gemessen. Zu diesem Zweck wird ein Siebwiderstandselement, dessen Form verschieden gestaltet sein kann, gemessen. In Dokument DE 432 63 74 A1 ist eine konisch aufgeweitete Referenzimpedanz mit Siebwiderstand beschrieben, die sich für die Kalibrierung der Druck- und Flow- Messeinrichtung eines Gerätes zur oszillometrischen Messung des Atemwegwiderstandes eignet.

10

15

20

25

30

Die Aufgabe der Erfindung besteht in der Bestimmung der Atemwegimpedanz Z_{aw} bzw. Z_{res} bei einem Patienten durch genaue Messung der Gesamtimpedanz und des dazugehörigen Phasenwinkels mit Hilfe eines Gerätes das mit nur einem mechanischen Schwingungssystem ausgestattet ist. Dabei soll die Detektion der durch des Patienten veränderten Auslenkung des mechanischen Schwingungssystems berührungslos erfolgen, so dass das Schwingungssystem durch die Messung nicht gestört wird.

Die Aufgabe wird gelöst durch die Konstruktion eines Gerätes zur Messung der respiratorischen Impedanz, das dadurch gekennzeichnet ist, dass die durch den Wechseldruck (dp) der Patientenatmung verursachte Änderung der Auslenkung des mechanischen Schwingungssystems am elektroakustischen Wandler durch eine oder mehrere Messvorrichtungen berührungslos messbar ist.

Das erfindungsgemäße Gerät dient der Errechnung des komplexen Atemwegwiderstands Z_{aw} bzw. Z_{res} und besteht im wesentlichen aus einem elektroakustischen Wandler dessen mechanisches Schwingungssystem zur Erzeugung eines oszillierenden Luftdrucksignals dient. Das Luftdrucksignal wird über einen Verbindungsschlauch zum Mundstück des Patienten geführt. Mit dem Verbindungsschlauch ist auch ein Referenzwiderstand verbunden, der zur Bestimmung der Referenzimpedanz (Z_{ref}) dient. Die mit dem Referenzwiderstand und dem elektroakustischen Wandler sowie mit dem mechanischen Schwingungssystem verbundene Recheneinrichtung eignet sich zur Durchführung von Rechenoperationen mit komplexen Zahlen als Eingangsgrößen wie z.B. der Fouriertransformation (FFT), mit deren Hilfe die in der Zeitdomäne aufgenommen Daten in die Frequenzdomäne umgerechnet werden können. Die Details der Fouriertransformation sind dem Fachmann bekannt.

Der Kerngedanke der Erfindung besteht darin, dass der durch die Patientenatmung verursachte Wechseldruck (dp) auf das mechanische Schwingungssystem des elektroakustischen Schallwandlers wirkt, der als Lautsprecher und Mikrophon dient. Das als Impuls (Lautsprecher) dienende mechanische Schwingungssystem das den Volumenstrom dV/dt erzeugt ist auch den durch die Patientenatmung verursachten Druckschwankungen (dp) ausgesetzt. Zur Erfassung dieser überlagerten Druckschwankungen werden die Auslenkungen des mechanischen Schwingungssystems gemessen. Aufbauend auf dieser Messung wird der für die Resistance Berechnung benötigte effektive Volumenstrom dV/dt als Funktion der Membranbewegung direkt bestimmbar.

Zu Nachweis des Einflusses der Patientenatmung auf das Schwingungssystem des elektroakustischen Wandlers ist die Anwendung verschiedener Techniken denkbar, die jeweils besondere Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Gerätes darstellen und in den dafür vorgesehenen Unteransprüchen beschrieben sind.

Es gehört zum Wesen der Erfindung, dass die durch die Patientenatmung verursachten Änderungen der Auslenkung des mechanischen Schwingungssystems zeitgleich mit der Erzeugung des oszillierenden Luftdrucksignals erfolgt. Aufgrund der zeitgleichen Detektion kommt es am mechanischen Schwingungssystem zu der erwähnten Überlagerung der Schwingungen des erzeugten Luftdrucksignals und jener durch den Wechseldruck der Patientenatmung verursachten Schwingungen.

In einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Gerätes ist das mechanische Schwingungssystem eine flexible Mem-

bran, die aus einem feuchtigkeitsresistenten Material oder aus einem metallischen Blech besteht. Das Material der Membran soll so beschaffen sein, dass es die Erzeugung und Erfassung niederfrequenter Schwingungen, so wie sie für den Einsatz des erfindungsgemäßen Gerätes erforderlich sind, erlaubt.

Der sowohl zur Erzeugung als auch zur Detektion von Schall eingesetzte elektroakustische Wandler ist das Herzstück des erfindungsgemäßen Geräts und beinhaltet verschiedene Ausführungsformen. Schall besteht aus Schwingungen, die in der Luft Dichteschwankungen hervorrufen und dadurch übertragen werden. Lautsprecher und Mikrophone sind elektroakustische Wandler, die den Schallwechseldruck über ein mechanisches Schwingungssystem (Membran) in eine elektrische Spannung umwandeln können.

Die Membran als aktives Element wird beim Lautsprecher durch elektrische Wechselströme in mechanische Schwingung versetzt und erzeugt dadurch Schallwellen. Beim Mikrofon dient das mechanische Schwingungssystem umgekehrt zur Umwandlung von Schall in tonfrequente Spannungen und Ströme. Die verschiedenen elektrostatischen Wandler unterscheiden sich im Absolutwert und in der Frequenzabhängigkeit des Wandlerwirkungsgrades, aber auch in ihrer mechanischen Empfindlichkeit und in ihrer Schalldruckbelastbarkeit. Der Einsatz von elektroakustischen Wandlern beschränkt sich für vorliegende Erfindung im Wesentlichen auf elektrodynamische, elektromagnetische und piezoelektrische Wandler.

Beim elektrodynamischen Wandler bewegt die Membran eine Spule in einem Topfmagneten, so dass mit der Bewegung in der Schwingspule tonfrequente elektrische Wechelspannungen induziert

werden, die zur Schallwelle proportional sind. Fließt durch die Schwingspule eines Lautsprechers ein tonfrequenter Wechselstrom, so bewegt sich die Spule in Folge der Induktion axial im Luftspalt und zwar im Rhythmus des Wechselstroms. Die an der Schwingspule befestigte Membran wird mit bewegt und regt dabei die umgebende Luft zu Schallschwingungen an. Eine Variante des dynamischen Mikrofons mit Schwingspule ist das Bändchenmikrofon, bei dem Membran und Tauchspule durch ein geriffeltes Aluminiumbändchen ersetzt sind, das im Rhythmus der Schallwellen im Magnetfeld schwingt.

Beim elektromagnetischen Wandler verändert die Bewegung der magnetischen Membran den Luftspalt eines Magneten, so dass der magnetische Fluss im Magnetjoch moduliert wird und in einer Wicklung eine elektrische Spannung induziert wird.

Beim piezoelektrischen Wandler bewirkt die Deformation eines Kristalls mit piezoelektrischen Eigenschaften eine Verschiebung der Ladungsstruktur und der piezoelektrisch erzeugten Oberflächenladung, deren elektrische Spannung zum Schalldruck proportional ist. Umgekehrt zeigen piezoelektrische Kristalle bei elektrischer Aufladung eine Dickenänderung, die in tonfrequente Schwingungen der Membran umsetzbar ist.

Aus den geschilderten Merkmalen der verschiedenen Wandler-Typen ergibt sich, dass die Auslenkung der Membran in Abhängigkeit vom eingesetzten Wandler induktiv, kapazitive, oder optisch gemessen werden kann.

In einer alternativen Ausführungsform wird die durch die Patientenatmung verursachte Änderung der Auslenkung des mechanischen Schwingungssystems durch einen Laser detektiert. Zu diesem Zweck

sind auf der Membran an einer oder mehreren Stellen Reflektoren oder Detektoren angebracht. Der Strahl des ortsfesten Lasers erfasst die Bewegung der Membran und detektiert dadurch deren Schwingungen. Die technischen Details dieser Messung sind dem Fachmann bekannt.

Für die Gestaltung des Referenzwiderstandes sind im wesentlichen zwei alternative Ausführungsformen denkbar. Die erste Ausführungsform besteht aus einem zylindrischen Luftschlauch dessen Innenwiderstand mit zunehmender Länge größer wird. Eine alternative Ausführungsform betrifft einen Luftschlauch der an dem vom Mundstück abgewandten Ende konisch aufgeweitet ist, wobei in diese Öffnung ein Siebwiderstand eingelassen ist. Die Vorteile und Besonderheiten dieser Ausführungsform ergeben sich aus DE 432 63 74 A1. Es ist vorgesehen, dass die Referenzwiderstände zum Zweck der Hygiene abnehmbar und austauschbar sind.

In einer besonderen Ausführungsform ist die Atemwegsmaske so gestaltet, dass der Außendurchmesser in dem Bereich, in dem die Atemwegsmaske in den Verbindungsschlauch eingeführt wird, geringer ist, als der Innendurchmesser des Verbindungsschlauches. Die Atemwegsmaske liegt auf diese Weise mit leichter Spannung auf der Innenseite des Verbindungsschlauches an, so dass die beiden Bestandteile des erfindungsgemäßen Gerätes luftdicht miteinander verbunden sind.

In einer alternativen Weiterbildung der Atemwegsmaske weist der in den Verbindungsschlauch einführbare Teil seitlich zwei oder mehrere Öffnungen auf. Die Öffnungen sind zueinander versetzt, so dass sie sich nicht direkt gegenüber liegen. Die Öffnungen können durch ein

perforiertes flüssigkeitsaufsaugendes Material abgedeckt sein. Das Material ist vorzugsweise auf der Innenseite der Atemwegsmaske angebracht.

5 In einer Weiterbildung des erfindungsgemäßen Gerätes ist vorgesehen, dass der Recheneinheit ein Bildschirm oder ein Ausgabegerät in Form eines Druckers zugeordnet ist. Die Messwerte (Resistance, Reactance oder Phasenwinkel) können in diesem Fall in einem Diagramm aufgetragen und am Bildschirm graphisch aufbereitet und analysiert werden. Ein an das erfindungsgemäße Geräte ange-
10 schlossener Drucker erlaubt das Ausdrucken der Daten.

Im folgenden sollen weitere Einzelheiten und Merkmale der Erfindung anhand eines Beispiels näher erläutert werden. Das abgebildete Beispiel soll die Erfindung jedoch nicht einschränken, sondern
15 nur erläutern.

Figur 1 zeigt in schematischer Darstellung den Aufbau des erfindungsgemäßen Gerätes zur Bestimmung der Atemwegs-impetanz. Der in technischer Hinsicht wesentlichste Bestandteil ist der elektro-
20 akustische Wandler 1 mit dem mechanischen Schwingungssystem 2, das sowohl zur Erzeugung eines oszillierenden Luftdrucksignals, als auch zur Detektion des durch die Patientenatmung verursachten Wechseldrucks (dp) dient. Der durch die Patientenatmung verursachte Wechseldruck (dp) geht vom Patienten aus, dessen Mund
25 am Mundstück 7 anliegt. Die Verbindung zwischen dem abnehmbaren Mundstück 7 und dem elektroakustischen Wandler 1 wird durch den Verbindungsschlauch 6 hergestellt. Eine Abzweigung vom Verbindungsschlauch 6 bildet der abnehmbare und austauschbare Referenzwiderstand 4. In der einfachsten Ausführungsform kann der Re-
30 ferenzwiderstand 4 aus einem zylindrischen Schlauch bestehen,

durch den der Patient frei atmen kann. Die Impedanz des schlauchförmigen Referenzwiderstands 4 wird durch die Induktivität der oszillierenden Luftsäule verursacht. Über den Referenzwiderstand 4 kann der Patient ungehindert atmen, ohne dass das Volumen des Schlauches den Totraum wesentlich vergrößert. Der durch die Atmung des Patienten verursachte Wechseldruck (dp) versetzt das mechanische Schwingungssystem 2, das sogleich zur Erzeugung des oszillierenden Luftdrucksignal dient, in Schwingungen. Im Vergleich zu dem zunächst erzeugten oszillierenden Luftdrucksignal kommt es durch die Überlagerung der Schwingungen zu einer Abweichung, welche die Atmung des Patienten charakterisiert und durch die weiteren Bestandteile des Mikrophons 3b detektiert wird.

Verbunden mit dem Generator des oszillierenden Luftdrucksignals, der als Lautsprecher ausgeführt ist, und den Mikrophonbestandteilen 3b sowie mit dem Referenzwiderstand 4 ist eine zentrale Recheneinheit. Die zentrale Recheneinheit erlaubt die Steuerung des Lautsprechers 3a und die Erfassung der durch das Mikrophon 3b erfassten Daten sowie deren Auswertung. Die Recheneinheit arbeitet unter Berücksichtigung der komplexen Rechenregeln, die dem Fachmann bekannt sind. Nicht dargestellt ist der an die zentrale Recheneinheit angeschlossene Bildschirm und/oder Drucker.

Patentansprüche

- 5
1. Gerät zur Bestimmung der Atemwegimpedanz Z_{aw} durch Messung des Wechseldrucks (dp) am Mund eines Patienten nach Erzeugung eines oszillierenden Luftdrucksignals, bestehend aus
- einem Mundstück (7),
 - einem elektroakustischen Wandler (1) mit einem mechanischen Schwingungssystem (2) zur Erzeugung des oszillierenden Luftdrucksignals,
 - einem Verbindungsschlauch (6) vom elektroakustischen Wandler (1) zum Mundstück (7),
 - einem Referenzwiderstand (4) zur Bestimmung der Referenzimpedanz Z_{ref} , und
 - einer Recheneinrichtung (5) zur Berechnung der Atemwegimpedanz Z_{aw} aus der Referenzimpedanz Z_{ref} des Referenzwiderstandes (4) und der Gesamtimpedanz Z_{ges} sowie dem Gesamtphasenwinkel ϕ ,
- 10
- dadurch gekennzeichnet**, dass die durch den Wechseldruck (dp) der Patientenatmung verursachte Änderung der Auslenkung des mechanischen Schwingungssystems (2) am elektroakustischen Wandler (1) durch eine oder mehrere Messvorrichtungen (3b) berührungslos messbar ist.
- 15
- 20
- 25
- 30
2. Gerät nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass der elektroakustische Wandler (1) ein Lautsprecher (3a) ist, dessen mechanisches Schwingungssystem zugleich das Schwingungssystem eines Mikrophons (3b) bildet, und die Messung der veränderten Auslenkung des mechanischen Schwingungssystems

(2) während der Erzeugung des oszillierenden Luftdrucksignals erfolgt.

5

3. Gerät nach einem der Ansprüche 1 und 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass das mechanische Schwingungssystem (2) eine bewegliche, steife Membran ist, die aus einem feuchtigkeitsresistenten Material oder aus Blech besteht.

10

4. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass als elektroakustischer Wandler (1) ein elektrodynamischer oder ein elektromagnetischer oder piezoelektrischer oder ein piezoresistiver Wandler (1) eingesetzt wird.

15

5. Gerät nach Anspruch 1 und 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Auslenkung der Membran (2)

20

- induktiv,
- kapazitiv,
- piezoelektrisch
- optisch, oder
- durch die Messung der entstehenden Druckveränderungen in dem geschlossenen Raum hinter der Membran (2) gemessen wird.

25

30

6. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass für die kapazitive Messung der Membranauslenkung die elektrisch leitende Membran oder die durch

elektrische leitende Elemente beaufschlagte Membran (2) zusammen mit einer ortsfesten Elektrode (3b) einen Kondensator bildet.

5

7. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass für die induktive Messung der Membranauslenkung an einer oder mehreren Stellen der Membran (2) ein Induktion erzeugender metallischer Leiter angebracht ist und im Bereich des metallischen Leiters eine ortsfeste Induktionsspule (3b) installiert ist.

10

8. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass für die optische Messung der Membranauslenkung an einer oder mehreren Stellen der Membran (2) ein Reflektor oder ein Detektor angebracht ist auf den der Strahl eines LASERs (36) gerichtet ist.

15

20

9. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Referenzwiderstand (4) ein offen endender Luftschlauch (4) ist, der anderen Ends mit dem Mundstück (7) verbundenen ist, eine geeichte, vorbestimmbare Referenzimpedanz Z_{ref} aufweist und abnehmbar ist.

25

10. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der den Referenzwiderstand (4) bildende Luftschlauch zylindrisch ist oder an dem vom Mundstück (7) ab-

30

gewandten Ende konisch aufweitet und mit einem Siebwiderstand verbunden ist.

5

11. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass als Mundstück (7) eine Atemmaske verwendet wird, die Mund- und/oder Nasenöffnungen des Patienten luftdicht umschließt und durch eine luftdichte Steckverbindung mit dem Verbindungsschlauch (6) verbunden ist.

10

12. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Recheneinheit (5) ein Bildschirm und/oder ein Ausgabegerät in Form eines Druckers zugeordnet ist.

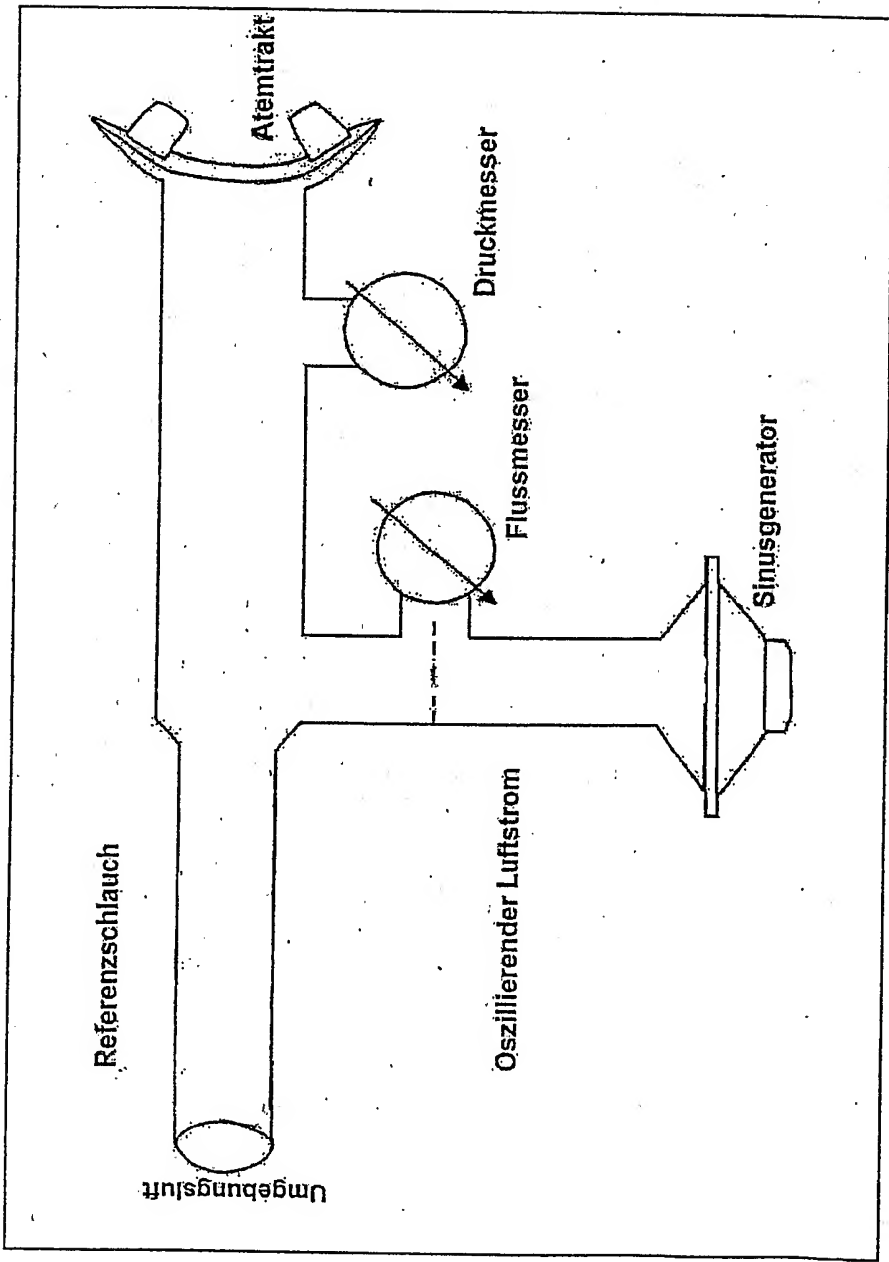
15

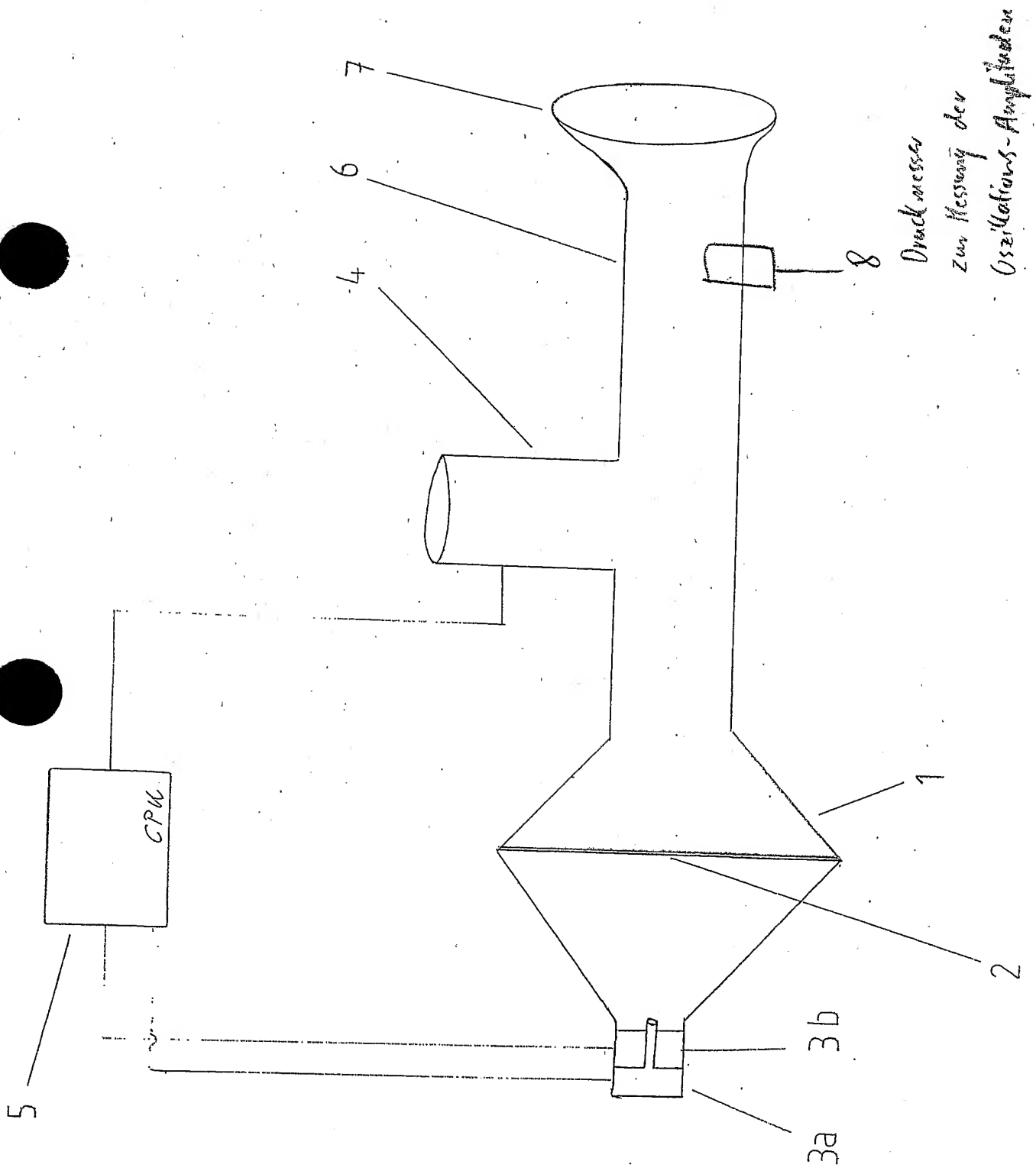
Zusammenfassung

5 Gerät zur Bestimmung der Atemwegimpedanz (Z_{aw}) durch Messung
des Wechseldrucks (dp) am Mund eines Patienten nach Erzeugung
eines oszillierenden Luftdrucksignals, bestehend aus einem Mund-
stück, einem elektroakustischen Wandler mit einem mechanischen
10 Schwingungssystem zur Erzeugung des oszillierenden Luftdrucksi-
gnals, einem Verbindungsschlauch vom elektroakustischen Wandler
zum Mundstück, einem Referenzwiderstand zur Bestimmung der
Referenzimpedanz (Z_{ref}), und einer Recheneinrichtung zur Berech-
nung der Atemwegimpedanz (Z_{aw}) aus der Referenzimpedanz (Z_{ref})
des Referenzwiderstandes und der Gesamtimpedanz (Z_{ges}) sowie
15 dem Gesamtphasenwinkel (ϕ), wobei die durch den Wechseldruck
(dp) der Patientenatmung verursachte Änderung der Auslenkung des
mechanischen Schwingungssystems am elektroakustischen Wandler
durch eine oder mehrere Messvorrichtungen berührungslos messbar
ist.

20

wöf. Alternative





Druckmesser
zur Messung der
Oszillations-Amplituden